

На правах рукописи

ШАДДУД АЙМАН НАЗЫМОВИЧ

**ВЛИЯНИЕ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ НА ДЕФОРМАЦИЮ
ОРТОДОНТИЧЕСКИХ ПРИСПОСОБЛЕНИЙ**

14.01.14 – стоматология

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Москва – 2020

Работа выполнена на кафедре стоматологии детского возраста и ортодонтии Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский университет дружбы народов» Министерства науки и высшего образования Российской Федерации

Научный руководитель: доктор медицинских наук, профессор **Косырева Тамара Федоровна**

Официальные оппоненты:

– доктор медицинских наук, профессор **Слабковская Анна Борисовна**, профессор кафедры ортодонтии ФГБОУ ВО «МГМСУ имени А.И. Евдокимова» Министерства здравоохранения Российской Федерации;

– доктор медицинских наук **Гуенкова Ирина Валентиновна**, научный сотрудник ортодонтической группы ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Ведущая организация: Академия постдипломного образования Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий Федерального медико-биологического агентства».

Защита диссертации состоится «18» марта 2020 года в 00 часов на заседании диссертационного совета ПДС 0300.007 при ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов» по адресу: 117198, г. Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6, к. _____ .

С диссертацией можно ознакомиться в читальном зале УНИБЦ (Научная библиотека) ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов» по адресу: 117198, г. Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6.

Автореферат разослан _____

Ученый секретарь
диссертационного совета
кандидат медицинских наук

Душина Г.Н.

Общая характеристика работы

Актуальность исследования.

Диагностика и лечение зубочелюстных аномалий – одна из сложных и актуальных проблем ортодонтии (Александров М.Т., 2008; Арсенина О.И., Шишкин К.М., Шишкин И.К., Попова Н.В., Попова А.В., 2015; Гуненкова И.В., Смолина Е.К., 2007; Косырева Т.Ф., 1996, 2009; Малыгин Ю.М., Абакаров С.И., Тайбогарова С.С., Малыгин М.Ю., 2012; Матвеева Е.А.; Нетцель Ф., Шульц К., 2006; Панкратова Н.В., Слабковская А.Б., 1998; Персин Л.С., Косырева Т.Ф., 1996; Персин Л.С., Шаров М.Н., 2006; Слабковская А.Б., Персин Л.С., 2010; Слабковская А.Б., 2008; Малыгин Ю.М., Абакаров С.И., Тайбогарова С.С., Малыгин М.Ю., 2012; Хорошилкина Ф.Я., 2006). Лечение аномалий окклюзии зубных рядов представляет сложность для практических врачей (Иванов С.Ю., Польша Л.В., Ломакин М.В., Мураев А.А., 2004; Русских Е.А., Слабковский Р.И., Слабковская А.Б., Михайлова Я.И., 2014; Слабковский Р.И., Русских Е.А., Губанова В.С., Слабковская А.Б., 2013). Многообразие причинных факторов, неустойчивость результатов ортодонтической коррекции делают актуальным и необходимым совершенствование способов диагностики и лечения зубочелюстных аномалий (Адмакин О.И., Полищук М.А., Кондратьев С.А., 2011; Арсенина О.И., Сахарова Э.Б., Кабачек М.В., Попова А.В., 2002; Ишмурзин П.В., 2012; Карлсон Д.Е., 2009; Севбитов А.В., 2009; Слабковская А.Б., Лугуева Д.Ш., Телунц Ю.С., 2016; Щелкунов К.С., 2007). Дозирование силы ортодонтической аппаратуры остаётся одним из важнейших вопросов практической стоматологии (Михайлова Я.И., Дивнич А.А., Аблеззова Э.К., Слабковская А.Б., 2015; Суетенков Д.Е., 2015; Губская А.Н., 2000; Рамм Н. Л., Кисельникова Л. П., Юркова М. А., 2001; Проффит, 2006; Язбек А.С., 2003; Янушевич О.О., 2010; Nibras J. Mohammed, Mushriq F. Al-Janabi, 2013; Maganzini AL et al., 2010; Siti Waznah Wahab et al., 2014).

Несмотря на то, что учёные и практические врачи-ортодонты указывают на важность дозирования ортодонтической силы, как необходимого требования современной ортодонтии, единой точки зрения в оценке величины применяемых сил нет, как нет и исследований на потерю силы ортодонтических приспособлений с течением времени (Вахней С.Н., 2015; Михайлова Я.И., Дивнич А.А., Аблеззова Э.К., Слабковская А.Б., 2015; Нанда Р., 2009; Слабковская А.Б., Выжимов Д.В., Смовржецкий К.А., 2013; Balhoff DA et al., 2011; Nibras J. Mohammed, Mushriq F. Al-Janabi, 2013; Wichelhaus A. et al., 2010).

В литературе недостаточно сведений о лабораторных исследованиях деформации ортодонтических приспособлений (эластомерных цепочек и стягивающих пружин из сплава никелид титана) различных производителей, а также клинических наблюдений с начала наложения на перемещаемые зубы до последующей активации, что важно для клиники ортодонтии (Журавлев В.Н., Пушкин В.Г., 2000; Wichelhaus A., 2010; López N. et al., 2011; Al-Sayagh NM, Ismael AJ., 2011).

Таким образом, несмотря на большое число исследований в литературе до сих пор экспериментально не доказан общий подход к прогнозированию деформационного поведения эластомерных цепочек и пружин из сплава никелид титана под воздействием температуры и пищевых жидкостей. Отсутствуют клинические сведения о потере силы ортодонтических приспособлений, которые продаются на отечественном ортодонтическом рынке, с течением времени с момента наложения. Данное положение послужило к проведению данной исследовательской работы.

Цель исследования: Повысить эффективность ортодонтического лечения зубочелюстных аномалий с учетом изменения механических свойств ортодонтических приспособлений под влиянием окружающей среды.

Задачи исследования:

1. Изучить в лабораторных условиях влияние времени, температуры и среды (искусственная слюна) на механизм потери силы эластомерных цепочек различных производителей при растяжении.

2. Изучить в лабораторных условиях потерю силы стандартных эластомерных цепочек в различных жидкостях (кока-кола, рафинированное подсолнечное масло, пастеризованное молоко 3,2% (производства РФ).

3. Изучить в лабораторных условиях влияние температуры и искусственной слюны на величину потери силы стягивающих NiTi пружин из сплава никелид титана.

4. Изучить в лабораторных условиях воздействие на стягивающие пружины из сплава никелид титана различных жидкостей (кока-кола, рафинированное подсолнечное масло, пастеризованное молоко 3,2%).

5. Сравнить потерю силы стягивающих ортодонтических приспособлений (эластомерные цепочки и пружин из сплава никелид титана) в лабораторных условиях и в клинике.

Научная новизна исследования:

Впервые экспериментально представлен общий подход к прогнозированию деформационного поведения эластомерных цепочек и пружин из сплава никелид титана различных производителей под воздействием температуры и пищевых жидкостей.

Впервые изучена потеря силы ортодонтических приспособлений в виде эластомерных цепочек и пружин из сплава никелид титана с течением времени с момента наложения в лабораторных и клинических исследованиях.

Практическое значение исследования: Полученные результаты могут быть использованы при прогнозировании деформационно-прочностных свойств эластомерных цепочек и NiTi пружин в ортодонтической практике.

Основные положения, выносимые на защиту

1. В лабораторных и клинических условиях деформационно-прочностные свойства эластомерных цепочек ухудшаются под действием температуры и пищевых жидкостей.

2. Ортодонтические стягивающие NiTi пружины теряют силу при их растяжении со временем независимо от пищевых жидкостей.

3. Сила стягивающих NiTi пружин зависит от смены температур.

Внедрение результатов исследования

Результаты, полученные в ходе исследования, используются при чтении лекций и проведении практических занятиях со студентами, врачами и преподавателями на кафедре стоматологии детского возраста и ортодонтии РУДН.

Внедрение результатов исследования проводилось: на кафедре стоматологии детского возраста и ортодонтии медицинского факультета Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Российский университет дружбы народов» (г. Москва, Россия); в стоматологических клиниках «Зуб.ру», ООО «Стоматологический ортодонтический центр «Профессионал» (г. Москва, Россия).

Апробация работы

Материалы диссертации доложены на: XVI Всемирном конгрессе «Здоровье и образование в XXI веке», Москва (Россия), РУДН, 2014 г. VII Международной научной конференции Science4Health 2016, 12-15 апреля, Москва (Россия).

Материалы диссертации доложены на заседании кафедры стоматологии детского возраста и ортодонтии медицинского факультета Российского университета дружбы народов (от 27 февраля 2017 г., протокол № 0300-42-004/11).

Личный вклад соискателя

Автором сделан аналитический обзор отечественной и зарубежной литературы по изучаемой проблеме, составлена программа и методология исследования. Автор проделал анализ, интерпретацию и изложение полученных данных, провел статистическую обработку материала и дал формулировку выводов и практических рекомендаций.

Все клинические и экспериментальные исследования выполнены лично автором. Автором было проведено обследование и лечение 11 пациентов. Автор лично осуществлял сбор материала для лабораторных исследований, принимал участие в проведении исследований.

Работа выполнена в Российском университете дружбы народов (ректор, член корреспондент РАН В. М. Филиппов) на кафедре стоматологии детского возраста и ортодонтии (заведующая кафедрой, доктор медицинских наук, профессор Т.Ф. Косырева).

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, обзора литературы, главы материалы и методы исследования, главы собственных исследований, обсуждения полученных результатов и заключения, выводов и практических рекомендаций, списка литературы. Текст диссертации изложен на 116 страницах машинописного текста. Диссертация иллюстрирована 20 таблицами и 20 рисунками. Указатель литературы включает 154 источника, из которых 64 отечественных и 90 зарубежных.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Диссертация соответствует паспорту специальности 14.01.14 – стоматология, области исследования согласно п. 5. «Разработка и обоснование новых клинико-технологических методов в ортодонтии и зубопротезировании».

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Материалы и методы исследования

Работа включает экспериментальный и клинический разделы.

Для изучения механических свойств полимерных эластиков и NiTi стягивающих ортодонтических пружин, измерения силы растяжения и их релаксации был изготовлен прибор (электронный динамометр) (класс точности - средний (III) по ГОСТ 29329-92) на кафедре физики РУДН доцентом, кандидатом физико-математических наук В.И. Карлащук (рис.1).

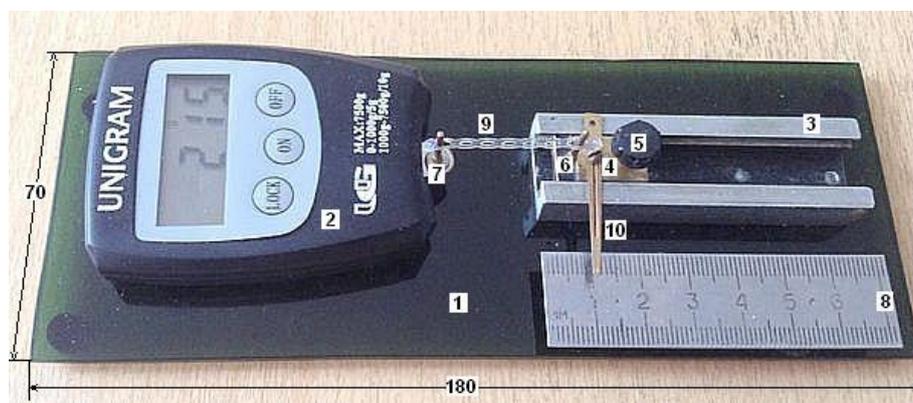


Рис. 1. Устройство для изучения механических свойств полимерных эластиков и NiTi стягивающих пружин.

Все эластомерные цепочки имели один срок годности и находились в жестких пластиковых пакетах в прохладном и темном помещении. Все тестируемые эластомерные цепочки были подвергнуты тщательному обследованию, используя лупу (x10), для обнаружения возможных дефектов изготовления (трещин).

Поскольку эластомерная цепочка часто используется для перемещения клыка на место удаленного первого премоляра, её начальная длина условно фиксировалась 20 мм, исходя, что это расстояние приблизительно равно

расстоянию между крючком брекета клыка и крючком брекета первого моляра. Стандартная длина была измерена с помощью штангенциркуля путем вставки его двух концов в два внешних отверстия.

В эксперименте было установлено, что для того, чтобы смоделировать внутриротовое растяжение и напряжение эластомерной цепочки, необходимое для эффективного движения клыка, выбрано растяжение на 10 мм от первоначальной длины 20 мм, которое было эквивалентно 30 мм и растяжению 50%.

Изготовили четыре прозрачных акриловых пластины толщиной 0,5 см, длиной 20 см и шириной 10 см с 40 отверстиями (10 мм друг от друга), которые были просверлены на глубину 5 мм. Штифты из ортодонтической стальной проволоки диаметром 0,9 мм были вставлены в отверстия и фиксированы прозрачным универсальным клеем «Момент». Высота штифтов 10 мм. Каждая пара штифтов использовалась для наложения каждого образца цепочки на необходимое расстояние активации (30 мм), что позволяло развивать постоянное растяжение на петлях образцов различной жесткости. Это расстояние определяется с помощью цифрового штангенциркуля.

По 20 эластомерных цепочек каждого производителя (Ormco; Dentaaurum; 3M- Unitek; G&H) были испытаны в четырех жидких средах (искусственной слюне и пищевых средах) в течение испытательного периода исследования.

Искусственная слюна "Гипосаликс" 100 мг (производство Франции) содержит: натрия хлорид 86,55 мг, калия хлорид 62,45 мг, магния хлорид 5,875 мг, кальция хлорид 16,625 мг, калия гидрофосфат 80,325 мг, калия дигидрофосфат 32,6 мг, сорбитол, деионизированная вода, натрий-карбоксиметилцеллюлоза, метилпарагидроксибензоат, газ азот. рН искусственной слюны был до (7 ± 2 единиц) для имитации ротовой среды. рН искусственной слюны проверялось ежедневно в течение периода тестирования с помощью рН-метра. Для того, чтобы сохранить стабильность рН искусственной слюны, она менялась каждые три дня в течение всего эксперимента.

Использовалась "Кока кола" производства РФ (г. Москва, 119633, ул. Новоорловская, 7). Состав "Кока кола" без консервантов: очищенная газированная вода, сахар, натуральный краситель карамель, регулятор кислотности, ортофосфорная кислота, натуральные ароматизаторы, кофеин (менее 130 мг/л).

Использовалось "Молоко 3,2% "36 копеек" Россия, г. Москва, 127254, ул. Руставели 14, www.omk-moloko.ru.

Молоко питьевое пастеризованное. Массовая доля жира 3,2%. Состав: молоко, нормализованное по содержанию жира. В 100 г продукта содержится: жира - 3,2 г, белка - 3,0 г, углеводов - 4,7 г.

Использовалось рафинированное подсолнечное масло под названием "Каждый день". Изготовитель: фирма Лига, Россия, Краснодарский край, Абинский район, пгт. Ахтырский, ул. Шоссейная 7. В 100 г содержится: жиры 99,9 г.

Десять пластиковых контейнеров использовались для хранения тестовых растворов во время экспериментального периода. Пять пластиковых контейнеров, размером 25x13x5 см, были использованы для поддержания тестируемых средств. Остальные контейнеры были использованы для хранения искусственной слюны "Гипосаликс" (рис.2).

Объем пластиковых контейнеров было выбран для стандартизации с объемом акриловых пластинок. Контейнеры закрывали крышками для предотвращения загрязнения и минимизирования изменения рН искусственной слюны.



Рис. 2. Пластиковый контейнер с искусственной слюной и акриловой пластиной с образцами.

Все пластиковые контейнеры хранились в инкубаторе (рис.3) при постоянной температуре 36,6°C, чтобы походить на температуру тела. Температуру ежедневно проверяли с помощью чувствительного термометра.



Рис.3. Инкубатор

Все эластичные цепочки были установлены на акриловых пластинках с помощью штифтовых держателей, помещены в контейнеры с искусственной слюной (в одно время) и тестировались в течение следующих интервалов времени (0ч, 1ч, 24ч, 4 дня, 1,2,3 и 4 недели).

В течение каждого исследуемого интервала периода хранения акриловые пластинки с их образцами были вытащены из искусственной слюны и затем погружались в течение восьми минут каждый день в контейнеры тестированных сред. После каждого пищевого воздействия упругие образцы были удалены из пищевых контейнеров и промыты обильным количеством дистиллированной воды, которую выдерживали при 36,6°C в инкубаторе. При этом все остатки пищи, которые могут присутствовать в образцах, были вымыты. После этого эластомерные образцы с их акриловыми пластинами возвращались и хранились в искусственной слюне до следующего тестирования.

Всем эластомерным цепочкам измеряли их первоначальную силу в (0 час) с помощью динамометра. После этого, последующие значения силы были записаны в конце каждого испытательного периода интервалов времени. Затем конечная величина показаний силы регистрировались на листе данных.

Также изучали в условиях эксперимента потерю силы 30 образцов синтетических эластомерных цепочек без шага фирмы производителя G&H, длиной 20мм, содержащихся при температуре 22°C, 36,6°C, 55°C в искусственной слюне («Гипосаликс», Франция), которые были растянуты на приборе на расстояние 30 мм. Сила растяжения измерялась динамометром через определенные промежутки времени: в начале исследования, через 1 день, через 4 дня, через 7 дней, через 14 дней, 21 день и 28 дней.

Все пробы содержались в инкубаторе (рис.3) определенные промежутки времени при температуре 22°C 36,6°C, 55°C в искусственной слюне.

Кроме этого, исследовались 45 NiTi стягивающих пружин (15 лабораторных и 30 клинических) "с ушками - петельками" по 2,5-3 мм на концах (производства США, GAC) из сплава Sentalloy 9 мм длиной, средней силой 150 г без деформации и изменений силы при растяжении в диапазоне от 3 до 15 мм. Проводились механические испытания с использованием динамометра.

Было проведено предварительное тестирование пружин динамометром: протестированы начальные уровни (до использования) каждой пружины (рис.4).

Измерялась величина силы. Сорок пять пружин растягивались во время предварительного тестирования. Пружины крепились к крючкам динамометра. Хотя были небольшие вариации в уровнях растяжения с каждой пружиной среднее значение силы динамометра было определено в 270 г. На этом уровне силы многие из исследованных пружин смогли достичь почти полный диапазон активации с растяжением 12 мм, рекомендованным производителем.



Рис. 4. Тестирование пружины.

После тестирования 15 стягивающих пружин из никелид титана, исходной длиной 9 мм, активировались натяжением их длины до 20 мм между штифтами акриловой пластины, которая была погружена в искусственную слюну "Гипосаликс" при температуре 36,6 °С. Температура поддерживалась в инкубаторе. Динамометром измерялись и записывались показания силы растяжения в граммах. Сила растяжения измерялась динамометром через определенные промежутки времени: в начале исследования, через 1 месяц, 2 месяца и 3 месяца.

Изучали деформационное поведение в условиях эксперимента потерю силы 30 образцов, стягивающих NiTi пружин длиной 9мм производства (GAC). Образцы исследования состояли из стягивающих пружин из никелид титана, которые содержались при температуре 22 °С (10 образцов), 36,6°С (10 образцов) и 55 °С (10 образцов) в искусственной слюне («Гипосаликс», Франция) с растяжением на приборе на расстояние 20 мм. Растяжение проводили на прозрачной акриловой пластине толщиной 0,5 см, длиной 20 см и шириной 10 см с 40 отверстиями (10 мм друг от друга), которые были просверлены на глубину 5мм. Сила растяжения измерялась динамометром через определенные промежутки времени: в начале исследования, через 1 день, через 4 дня, через 7 дней, через 14 дней, 21 день и 28 дней.

Также 30 (по 10) стягивающих пружин из никелид титана GAC, исходной длиной 9 мм, активировались натяжением их длины до 20 мм между штифтами акриловой пластины, которая была погружена в пищевые среды ("Кока кола", Пастеризованное молоко 3,2%, Рафинированное подсолнечное масло ("Каждый день") при температуре 36,6°С с целью определения их деформационного поведения. Динамометром измерялись и записывались показания силы растяжения в граммах. Сила растяжения измерялась динамометром через определенные промежутки времени: в начале исследования, через 1 день, через 4 дня, через 7 дней, через 14 дней, 21 день, 1 месяц.

Кроме этого, проводилось исследование активации пружин из сплава никелид титана в клинических условиях.

Исследовались 30 стягивающих пружин из сплава никелид титана GAC исходной длиной 9 мм в клинических условиях. Тридцать из предварительно протестированных пружин во время лечения 11 пациентов с удалением

первых премоляров в ортодонтической клинике были исследованы с декабря 2014 по январь 2016 года. Пружины накладывались в полости рта от дистально расположенного крючка металлического брекета клыка до крючка замка первого постоянного моляра верхней челюсти (рис.5). При этом шесть фронтальных зубов лигировались восьмеркой металлической лигатурой для предотвращения потери опоры.

Внутриротовые измерения были сделаны для диапазона активации пружин с помощью электронного динамометра в идентичных условиях. Были использованы брекеты версии Ovation (GAC, США, размер слота брекета (0,018 и 0,022 инч), размер дуги (0,018 инч, 0,016x 0,022 и 0,018x0,025 инч) и материал дуги (медицинская сталь (SS)). Измерения проводились через 4 недели, 8 и 12 недель. При каждом посещении пациента пружины проверялись на наличие признаков деформации.

После снятия пружин, проведены заключительные измерения относительно длины активации пружины и остаточного пространства. Пружины были очищены в 10% растворе формалина в течение 10 минут, промыты стерильной водой и хранились в сухом месте в полиэтиленовых пакетах для окончательного тестирования силы.



Рис.5. Фото растянутой NiTi пружины с целью закрытия промежутка после удаления зуба 2.4.

Статистические методы исследования

Для статистического анализа использовалась компьютерная программа Statistica 7.0 Windows. Результаты были усреднены и проанализированы. Определялись:

- ✓ Среднее арифметическое значение силы и стандартное отклонение.
- ✓ Процент силы, относительно исходного значения силы и времени эксперимента
- ✓ Диаграммы
- ✓ Т-тест: был применен, чтобы сравнить статистически показатели изменения силы эластомерных цепочек разных производителей под влиянием различных жидкостей в каждом временном интервале эксперимента между собой.

✓ Дисперсионный анализ (ANOVA) тест: использовался, чтобы оценить статистическое значение различия в сравниваемых экспериментах.

✓ Определение эффекта времени на поведение расслабления и потери силы эластомерных цепочек.

✓ Тест корреляции Пирсона (Pearson) использовался, чтобы проверить корреляционные связи между полученными показателями.

Вероятность (p) больше, чем 0.05 была расценена как статистически недостоверная, между $0.05 \geq p > 0.01$ как значимая, $0.01 \geq p > 0.001$ высоко значимая и существенная.

Были получены начальные и окончательные упругие кривые сила-прогиб для каждой пружины в клинической и лабораторной группах. Для всех механических испытаний каждая отдельная пружина растягивалась примерно на одинаковую длину. Максимальная сила, достигнутая каждой пружинкой на этой длине, была использована для сравнения количества потери силы (Потеря силы = максимальная сила, достигнутая пружинкой при заданной длине предварительного использования, минус максимальная сила, достигнутая той же пружинкой на той же длине после использования).

В каждый момент времени, потеря силы оценивалась с помощью одного образца т-теста, чтобы определить, была ли потеря статистически значимой. Непарные т-тесты были использованы для сравнения потери силы в контрольной группе за 4 недели и отдельно для лабораторных данных за тот же период (4 недели) с целью оценки статистической значимости. Односторонний метод ANOVA использовали для оценки различия потери силы между моментами времени для клинических пружин в трех взаимоисключающих группах (через месяц, два и три месяца).

Различия потери силы между моментами времени для лабораторных пружин были оценены с помощью повторных измерений ANOVA. Непарные т-тесты были использованы для сравнения потери силы для клинических групп в каждом периоде времени с лабораторными значениями в тот же период времени. Регрессионный анализ проводили для идентификации ассоциаций и взаимосвязей между расстоянием закрытия пространства ортодонтическим путем после удаления зуба за неделю и показателями пола, возраста, типа дуги, размера паза, начального растяжения петли.

РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Нами была проведена оценка количества потери силы ортодонтических эластомерных цепочек четырех производителей (ORMCO, Dentaaurum, 3M Unitek, G&H) в лабораторных условиях, которые были погружены в искусственную слюну при температуре 36,6 °C, на основе времени растяжения (от 1 часа до 28 суток).

Наше исследование показало, что наибольшая устойчивость в искусственной слюне наблюдалась в ORMCO эластомерных цепочках. Они показали наименьшее снижение потери упругого потенциала в периоде всех временных исследований. Эластичные цепочки Dentaaurum показали самый

высокий уровень потери силы в большинстве временных исследований, что в 1,66 раза больше эластомерных цепочек ORMCO. В то же время не было никакого существенного различия между марками 3M Unitek и G&H, однако, по отношению к эластомерным цепочкам ORMCO – их значения потери силы в 1,57 раза больше.

Кроме того, нами изучена в условиях эксперимента потеря силы синтетических эластомерных цепочек четырех производителей (ORMCO, Dentaurum, 3M Unitek, G&H), длиной 20мм, содержащихся при температуре 36,6 °С в различных жидкостных пищевых средах (Кока-кола, рафинированное подсолнечное масло, пастеризованное молоко 3,2%), которые были растянуты на приборе на расстояние 30 мм. Сила растяжения измерялась динамометром через определенные промежутки времени: в начале исследования, через 1 день, через 4 дня, через 7 дней, через 14 дней, 21 день и 28 дней (рис. 6). Результаты были подвергнуты статистическому исследованию.

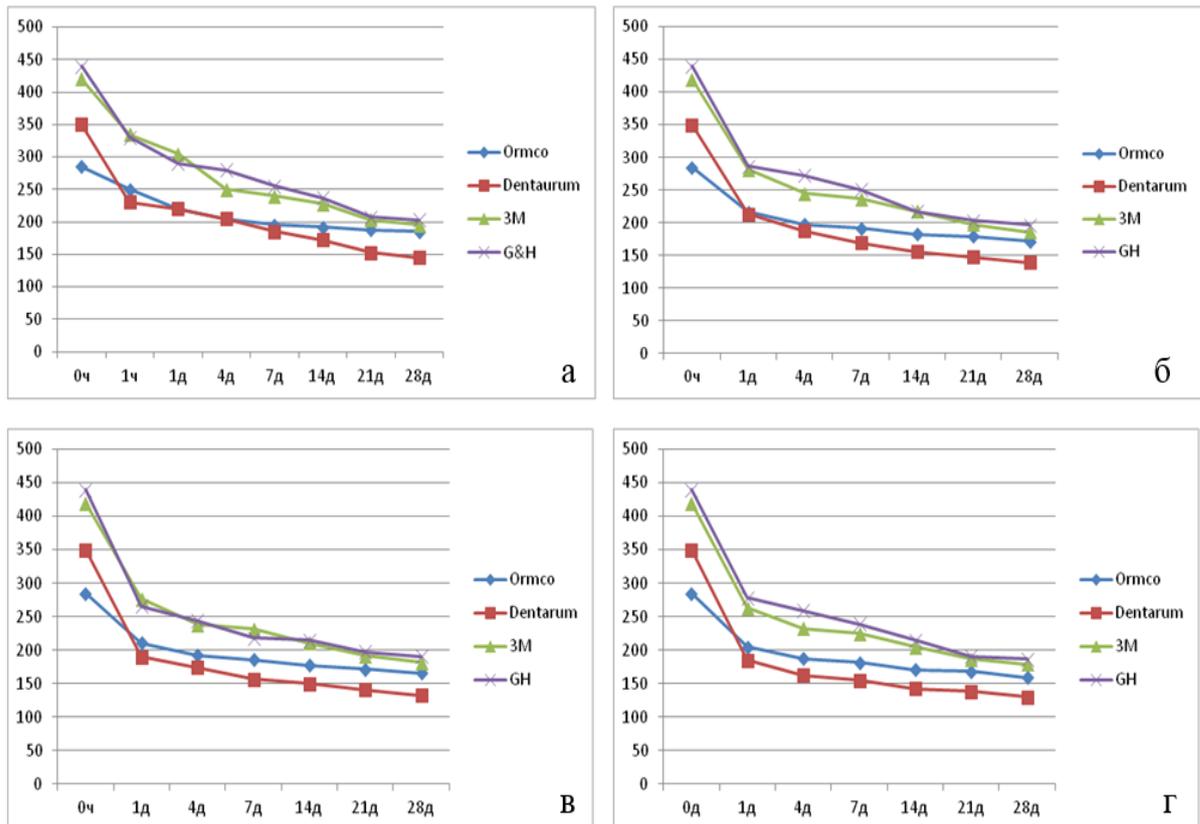


Рис.6. Диаграмма средних значений силы растяжения эластомерных цепочек в соответствии с марками производителей и временем растяжения в различных жидкостных пищевых средах: **а** – в искусственной слюне; **б** - в Кока-коле; **в** - в подсолнечном масле; **г** - в пастеризованном молоке.

Через день в подсолнечном масле наибольшая потеря силы была у эластомерных цепочек производства Dentaurum (на 45,7%), наименьшая – у ORMCO (на 26,3%).

В Кока-коле наибольшая потеря силы через день была у эластомерных цепочек Dentaurum (уменьшение на 39%), наименьшая – у ORMCO (уменьшение на 24,2%).

В пастеризованном молоке через день наибольшая потеря силы была у эластомерных цепочек производства Dentaurum (47%), наименьшая – у ORMCO (28,4%).

При сравнении с воздействием на эластомерные цепочки искусственной слюны в жидкостях они теряют силу в большей степени в молоке, затем в подсолнечном масле, что составляет среднюю потерю силы за две недели, соответственно, на 50,55% и 49%. а в Кока-коле – 47,6%. Через месяц, соответственно, потеря составляет 55,6%, 54,2%, 52,8%. Следовательно, пациентам, ежедневно употребляющим молоко, в больших количествах, следует менять эластомерные цепочки на ортодонтическом приеме чаще.

Таким образом, тенденция потери силы эластомерных цепочек различных производителей в трех жидкостях (Кока-кола, подсолнечное масло, пастеризованное молоко) через 1, 2, 3 и 4 недели имеет одинаковую закономерность снижения силы в исследуемых жидкостях.

Также деформационное поведение эластомерных цепочек зависит и ухудшается со временем и изменением температуры. При повышении температуры и периода времени деформация и потеря силы ухудшаются.

В период через 2 недели растяжения наибольшая потеря силы была у эластомерных цепочек Dentaurum, в среднем, 55,8%, у G&H -50,7%, у 3M Unitek - 48,3% и наименьшая - у ORMCO (36%).

Следовательно, для ортодонтических целей эластомерные цепочки производства ORMCO показывают наилучшие результаты, то есть развивают слабые силы и дают наименьшую потерю силы со временем.

Следует отметить тенденцию меньшей потери силы при температуре 22°C по сравнению с данными при температуре 36,6°C и 55°C. Чем выше температура, тем больше потеря силы синтетических эластомерных цепочек.

От 36,6 °C до 55 °C сила синтетических эластомерных цепочек G&H снижается почти на 8 %, а при температуре от 22 °C до 36,6 °C потеря силы цепочек снижается в среднем на 10 %. Таким образом, при повышении температуры полости рта в результате приема горячих пищевых продуктов и жидкостей сила синтетических эластомерных цепочек будет снижаться в большей степени.

Таким образом, деформационное поведение эластомерных цепочек зависит и ухудшается со временем и изменением температуры. При повышении температуры и периода времени деформация потеря силы эластомерных цепочек увеличивается.

В различных жидкостных пищевых средах (искусственная слюна, Кока-кола, рафинированное подсолнечное масло, пастеризованное молоко 3,2%)

NiTi пружины при температуре 36,6 °C ведут себя одинаково ($p < 0,05$). Ортодонтические стягивающие NiTi пружины теряют силу при их растяжении со временем независимо от жидкостной среды.

Во всех трех экспериментах с изменением температуры и времени растяжения в течение месяца происходит потеря силы NiTi пружин: при 22 °C на 57,5 г, при 36,6 °C - на 33г, при 55 °C - на 17 г.

При повышении температуры от 36,6 °C до 55 °C потеря силы стягивающих NiTi пружин меньше примерно в 3 раза, чем при снижении температуры до 22 °C. Таким образом, при сравнении с температурой 36,6 °C при снижении температуры до 22 °C потеря силы NiTi пружин за месяц происходит более интенсивно (в 3,4 раза), чем при повышении температуры до 55°C, соответственно, на 174% и 51%.

Все используемые в эксперименте и клинике пружины (из клинической и лабораторных групп) показали статистически значимое снижение среднего уровня силы от начального до окончательного тестирования в каждом периоде времени (при $P < 0,01$).

В процессе работы была статистически значимая разница между потерей силы в пружинах контрольной группы (1,71%) и потерей силы клинических и лабораторных пружин (около 13%) через 4 недели растяжения ($p < 0,01$, табл. 1). Это говорит о том, что распад силы испытываемых пружин в течение 4-недельного периода был связан скорее с их внутренними свойствами, чем с расхождениями между измерениями. Похожие результаты были получены через 8 и 12 недель в клинических и лабораторных данных.

Потеря силы через 4 недели использования для клинических пружин была 12,7%, а для лабораторных пружин - 13,2%. Клинические пружины через 4 недели использования показали среднюю потерю силы 12,7%, в то время как, после 8 недель использования показали потерю силы 20,6%, а после 12 недель использования показали потерю силы 19,4%. Таким образом, ко второму месяцу сила пружин падала в среднем на 20,6% и в течение следующего месяца статистически не изменялась, что объясняется отсутствием ее состояния активации в результате перемещения зуба.

Лабораторные NiTi стягивающие пружины показали среднюю потерю силы 13,2% после 4 недель растяжения, 19,1% после 8 недель растяжения, и 21,3% после 12 недель растяжения. Это согласуется с изучением в лабораторных условиях, проведенных Angolkar и др., которое показало общую потерю силы 8-20% через 28 дней среди пружин из различных металлических сплавов.

Таблица 1. Средние значения силы и процент потери силы всех клинических и лабораторных пружин

Условия эксперимента	Время (в неделях)	Средняя потеря силы $M \pm \sigma$ (в г)	% потери силы	Достоверность p
До исследования	0	269,8±0,1 (первоначальная сила в г)	-	-
Лабораторные исследования	4	35,64±10,6	13,2	<0,01
	8	51,57±14,8	19,1	<0,01
	12	57,24±21,7	21,3	<0,01
Клинические исследования	4	34,29±18,8	12,7	<0,01
	8	55,62±18,4	20,6	<0,01
	12	52,38±18,7	19,4	<0,01

Примечание: $p < 0,01$.

Тем не менее, абсолютное значение наших измеренных сил не может быть непосредственно сравнено с их результатами, потому что все наши пружины изначально были растянуты до полной активации 12мм.

Было показано, что начальная длина активации NiTi пружин может оказать существенное влияние на свойства силы и эффектов длины и абсолютной величины постоянной силы этих пружин. Результаты показали GAC NiTi пружины не проявляют постоянную силу 150г на всем диапазоне активации 12мм, как заявляет производитель.

В нашем исследовании отмечается значительное снижение силы пружин в клинической группе приблизительно 8% и 6% в лабораторной группе через 4-8 недели. Однако, так как пружины первоначально были активированы за рамки их плато силы, что вызвало начальную быструю потерю силы пружин в течение 8 недель, мы рассматривали наши начальные и конечные измерения с пружинами при той же длине активации и, таким образом, независимо от закрытия промежутка.

Таким образом, первоначальная потеря силы связана с внутренними свойствами самой пружины.

Тот факт, что клинические и лабораторные данные в нашем исследовании показали, что нет статистически значимых различий в

значениях силы, самая большая разница между клиническими и лабораторными средами при исследовании NiTi пружин была при изменениях температуры в полости рта. Было показано, что свойства силы NiTi GAC в значительной степени зависят от температуры. Следовательно, колебания температуры влияют на значения силы, развиваемых пружинами. Так как в нашем исследовании тестирование проводили при постоянной температуре 36,6°C для клинических и лабораторных пружин, значит они должны демонстрировать сходные значения силы.

Выявлена статистически значимая потеря силы между периодами 4 и 8 недель для клинических пружин: 21.3 г ($p = 0,04$). Однако, дальнейшая потеря силы от 8 до 12 недель не была статистически значимой ($p = 0,93$).

Таблица 2. Различия в потерях силы между клиническими и лабораторными пружинами в каждый период времени.

Сравнение потери силы NiTi стягивающих пружин в клинических и лабораторных условиях через 4, 8 и 12 недель	Среднее значение разности сил (г)	Среднее квадратичное отклонение	Уровень достоверности
Потери силы через 4 недели	1,35	5,44	0,65
Потери силы через 8 недель	4,05	6,37	0,47
Потери силы через 12 недель	4,86	8,95	0,57

Также была статистически значимая потеря силы между периодами времени 4 и 8 недель для лабораторных пружин: 15.9 г ($p < 0,01$). Тем не менее, дальнейшая потеря силы от 8 до 12 недели не была статистически значимой ($p = 0,06$). Не было статистически значимых различий потери силы между клиническими группами пружин через 4, 8 и 12 недель и лабораторными группами пружин через 4, 8 и 12 недель по отношению к средней потере силы со временем (табл. 2).

При клиническом закрытии промежутка ортодонтическим путем после удаления зуба не было статистически значимых различий между средним количеством изменений растяжения пружины и средним количеством закрытия промежутка для каждого из клинических периодов времени ($p = 0,47$ в течение 4 нед; $p = 0,48$ в течение 8 нед. и $p = 0,58$ в течение 12 нед).

В табл.3 показано среднее закрытие пространства для каждого периода времени (4 нед = 0.97 мм, 8 нед = 1.825 мм, и 12 нед = 2.88мм) с общей средней скоростью 0.94 мм/мес. Различия в закрытии промежутка между тремя различными периодами времени были статистически значимыми ($p = 0,01$) (рис.7). Скорости закрытия промежутка, полученные в нашем исследовании, которые в среднем 0,97мм в месяц и 0,24 мм в неделю. В исследовании показано, что на скорость закрытия промежутка не влияет ни одна из переменных: пол, возраст, размер слота брекета, размер дуги, начальная длина растяжения пружины.

Таблица № 3. Клинические данные пациентов и аппаратуры в процессе ортодонтического лечения

№ стягивающей NiTi пружины	Период исследования (в неделях)	Пол пациента	Возраст пациента (в годах)	Размер слота брекета	Размер SSдуги (в инч)	Величина закрытия пространства в мм	Изменения в длине растяжения пружины в мм
Через месяц							
21	4	ж	18	0,018	18	1,9	2
22	4	ж	22	0,018	16x22	1	0,96
23	4	ж	22	0,018	16x22	0,4	0,46
24	4	ж	18	0,018	18	0,15	0,24
25	4	ж	20	0,022	18x25	0,25	0,15
26	4	ж	20	0,022	16x22	0,05	0,02
27	4	м	35	0,022	18	0,96	0,94
28	4	м	35	0,022	18	0,95	0,81
29	4	м	26	0,022	18x25	1,28	1,46
30	4	м	26	0,022	18x25	2,8	2,2
Среднее значение						0,974	0,924
Через два месяца							
11	8	ж	18	0,018	16x22	2,66	3,2
12	8	ж	22	0,018	16x22	0,82	1,37
13	8	ж	22	0,022	16x22	0,85	1,43

14	8	ж	22	0,022	16x22	0,35	0,5
15	8	ж	20	0,022	18x25	1,39	1,41
16	8	ж	20	0,022	18x25	1,5	0,7
17	8	м	35	0,022	16x22	1,7	0,8
18	8	м	35	0,022	16x22	1,76	1,2
19	8	м	26	0,022	18x25	3,78	4,9
20	8	м	26	0,022	18x25	3,44	3,59
Среднее значение						1,825	1,91
Через три месяца							
1	12	ж	18	0,018	16x22	2,5	1,6
2	12	ж	22	0,018	16x22	2,36	3,34
3	12	м	22	0,022	16x22	2,54	3,51
4	12	ж	22	0,022	18x25	2,6	2,14
5	12	ж	20	0,022	18x25	4,1	4,7
6	12	ж	20	0,022	18x25	4,8	4,4
7	12	м	35	0,022	18x25	1,9	2,1
8	12	м	35	0,022	18x25	1,85	2,3
9	12	м	26	0,022	18x25	2,87	2,7
10	12	м	26	0,022	18x25	2,9	1,01
Среднее значение						2,88	2,78

Несмотря на то, что в нашем исследовании все пружины были от одного производителя, была отмечена высокая степень вариабельности значений силы каждой пружины, используемой в данном исследовании.

У каждой из 45 пружин при силе 270 г длина активации пружин в нашем исследовании колебалась от 5,15 мм до 11,90 мм, и было большое количество вариабельности между этими значениями. Следует отметить, что эти значения длин активации NiTi пружин находились в пределах 12 мм диапазона активации, которые указывал производитель пружин GAC, чтобы развивать постоянную 150 г силу плато.

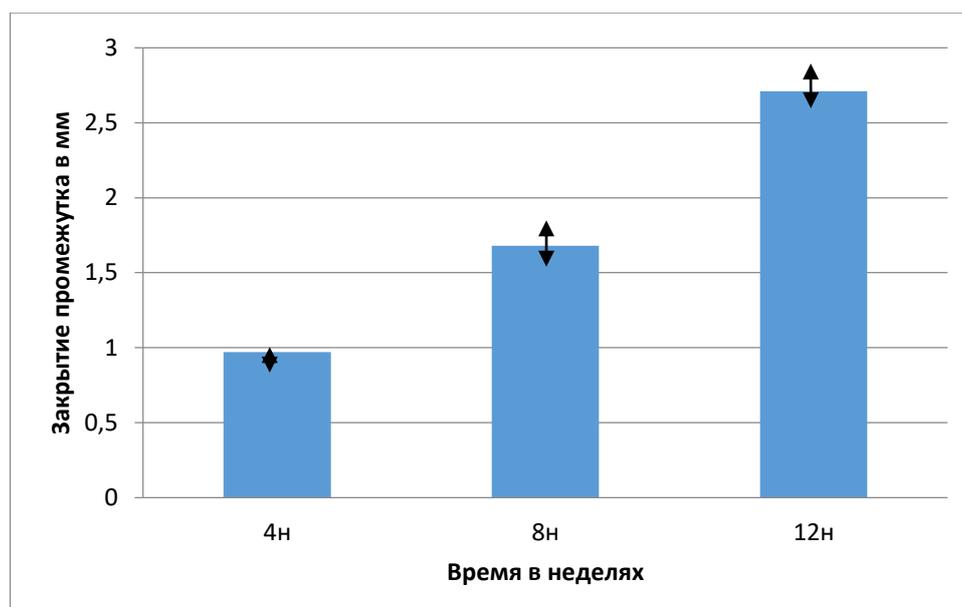


Рис. 7. Уменьшение промежутка в (мм) в зубной дуге под действием стягивающей NiTi пружины с течением времени (нед.)

Полученные данные имеют большое практическое значение для клиники ортодонтии. Во-первых, это указывает на необходимость более жестких принципов производства NiTi пружин, чтобы обеспечить достижение рекламируемых уровней силы большинства пружин. Кроме того, врачи-ортодонты должны быть осведомлены о вариабельности значений силы пружин, которая существует между пружинами производителя. Врач-ортодонт должен использовать в клинике, а производитель должен поставлять пружины с более биологически благоприятными силами для закрытия промежутка, чем аналоги из более дешевых материалов, таких как эластомерная цепочка. Пружины в процессе лечения через три месяца теряют около 21% первоначальной силы, а эластомерные цепочки более 50%. Врачи-ортодонты должны использовать внутриротовой динамометр при активации NiTi пружин (эластомерной цепочки) для измерения и обеспечения уровней желаемой силы, приложенной к перемещаемым зубам.

Таким образом, ортодонтические приспособления для закрытия промежутка после удаления зуба показали потерю силы от наложения до 28 дней. Потеря силы NiTi закрывающих пружин GAC (США) была самой низкой. В первый день потеря силы эластомерных цепочек была значительной, достигая уровня почти 39% (в Кока-коле) до 47%, (в пастеризованном 3,2% молоке), в то время как NiTi закрывающие пружины при содержании в пищевых жидкостях потеряли силу лишь на 16,9%. Через 28 дней, среднее снижение силы было 21% при силе 270г у NiTi закрывающих пружин и 63% - в молоке у эластомерных цепочек.

NiTi пружины не имеют проблемы быстрой потери силы и создают легкие непрерывные силы в течение длительного диапазона активации.

Эластомеры ухудшают свои свойства при повышении температуры, а NiTi стягивающие пружины – больше теряют силу при сниженной температуре.

ВЫВОДЫ

1. В искусственной слюне через один день от начала эксперимента начальная сила у эластичной цепочки фирмы ORMCO (285 ± 8 г) наименьшая по отношению к остальным: у G&H (440 ± 13 г), 3M Unitek (420 ± 12 г) и Dentaaurum (350 ± 10 г). Эластомерные цепочки фирмы ORMCO в течение месяца теряют 100г силы от первоначальной, фирмы Dentaaurum – 205 г, 3M Unitek - 225г, а G&H – дают наибольшую потерю силы (237г), что в 2,4 раза больше, чем у эластичной цепочки фирмы ORMCO.
2. Тенденция потери силы эластомерных цепочек различных производителей в трех жидкостях (Кока-кола, рафинированное подсолнечное масло, пастеризованное молоко) через 1, 2, 3 и 4 недели имеет одинаковую закономерность снижения силы в исследуемых жидкостях. Через 4 недели наибольшую силу развивают эластомерные цепочки фирмы G&H (190 ± 6 г), а наименьшую - Dentaaurum (133 ± 4 г). При этом, через месяц эластомерные цепочки фирмы производителя Dentaaurum теряют 63% исходной силы, G&H - 54,5%, 3M Unitek- 56%. В то же время эластомерные цепочки ORMCO за этот период теряют лишь 40% силы от исходных значений, сохраняя среднюю силу через месяц 165 ± 5 г.
3. Потеря силы в граммах у эластомерных цепочек через день и через месяц в молоке (142 ± 2 ; 211 ± 2 г) больше, чем в масле (135 ± 2 ; 207 ± 2 г) и наименьшая в Кока-кола (125 ± 2 ; 201 ± 2 г). Имеется тенденцию меньшей потери силы при температуре 22°C по сравнению с данными при температуре $36,6^\circ\text{C}$ и 55°C . Чем выше температура, тем больше потеря силы синтетических эластомерных цепочек.
4. Деформационное поведение стягивающих NiTi пружин зависит и ухудшается со временем и изменением температуры. Снижение температуры до 22°C приводит к потере силы NiTi пружин за месяц более интенсивно (в 3,4 раза), чем при повышении температуры до 55°C , соответственно, на 174% и 51%. В различных жидкостных пищевых средах (искусственная слюна, Кока-кола, рафинированное подсолнечное масло, пастеризованное молоко 3,2%) NiTi пружины при температуре $36,6^\circ\text{C}$ ведут себя одинаково ($p < 0,05$).
5. В клинических условиях NiTi пружины GAC теряют примерно 13% от их первоначальной силы через 4 недели клинического применения. Дополнительное снижение силы около 8% происходит от 4 до 8 недель использования, после чего уровни сил практически не меняются. Тенденция и величина потери силы NiTi пружин в клинических и лабораторных условиях эксперимента статистически не отличались. Лабораторные NiTi стягивающие пружины показали среднюю потерю силы $13,2 \pm$

0,3% после 4 недель растяжения, $18,7 \pm 0,5\%$ после 8 недель растяжения, и $21,3 \pm 0,6\%$ после 12 недель растяжения.

6. Закрытие промежутка между зубами ортодонтическим путем после удаления первого премоляра происходит со скоростью примерно 1 мм в месяц, несмотря на статистически значительное снижение начального уровня сил NiTi пружины, на скорость закрытия промежутка не влияет ни одна из переменных: пол, возраст, размер паза брекета, размер дуги, начальная длина растяжения пружины. Пружины в процессе лечения через три месяца теряют около 21% первоначальной силы, а эластомерные цепочки – через сутки 30 %, через месяц более 59%.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Врачи-ортодонты должны использовать внутриротовой динамометр при активации NiTi пружин и эластомерных цепочек для измерения и обеспечения уровней желаемой силы, приложенной к перемещаемым зубам.

2. Пациентам, ежедневно употребляющим молоко в больших количествах, следует менять эластомерные цепочки на ортодонтическом приеме чаще.

3. Для ортодонтических целей эластомерные цепочки производства ORMCO показывают наилучшие результаты, то есть развивают слабые силы и дают наименьшую потерю силы со временем.

4. При повышении температуры полости рта в результате приема горячих пищевых продуктов и жидкостей сила синтетических эластомерных цепочек резко снижается.

5. При снижении температуры полости рта до 22°C происходит значительная потеря силы стягивающих NiTi пружин. В связи с этим не рекомендуется прием мороженого и холодных напитков в период ортодонтического лечения брекет-системой с дугами с памятью формы и NiTi пружинами.

6. Врачи-ортодонты должны быть осведомлены о вариативности значений силы пружин, которая существует между пружинами производителя.

СПИСОК НАУЧНЫХ ТРУДОВ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

По теме диссертации опубликовано 7 печатных работы, из них 5 в российских рецензируемых научных журналах, включенных в перечень изданий, рекомендованных ВАК, в том числе 2 статьи в научных журналах Scopus, 2 - в материалах российской и международной конференции.

1. Шаддуд А., Косырева Т.Ф. Ортодонтические эластомерные цепочки и их силы // Здоровье и образование в XXI веке. Вестник, Серия медицина, 2014, том 16, №10, С. 10.

2. Шаддуд А., Косырева Т.Ф. Исследование потери силы ортодонтических эластомерных цепочек в лабораторных условиях» // Научный журнал Вестник Российского университета дружбы народов. Серия медицина, 2016, №3, С. 70-74.

3. Шаддуд А., Косырева Т.Ф. Деградация силы ортодонтических эластомерных цепочек и NiTi закрывающих пружин // Современные проблемы науки и образования. 2016, №3.; URL: <http://science-education.ru/ru/article/view?id=24762>.

4. Шаддуд А., Косырева Т.Ф. Изменение сил растяжения эластомерных цепочек со временем//VII Международной научной конференции Science4Health 2016, 12-15 апреля, Москва (Россия), С.130.

5. Шаддуд А.Н, Косырева Т.Ф. Влияние окружающей среды на эластомерные цепочки и NiTi пружины» // Научный журнал Вестник Российского университета дружбы народов. Серия медицина, 2017, №3, С. 339-346.

6. Шаддуд А.Н, Косырева Т.Ф. Сравнительное клиническое и лабораторное исследование потери силы NiTi закрывающих пружин//журнал Стоматология, 2018, № 4, Т.97, С. 45-48.

7. Шаддуд А.Н, Косырева Т.Ф. Потеря силы эластомерных цепочек и NiTi закрывающих пружин в зависимости от времени растяжения//журнал Стоматология, 2018, № 6, Т.97, С. 13-16.

Шаддуд Айман Назымович

Влияние окружающей среды на деформацию ортодонтических приспособлений

В данной исследовательской работе определялись эффекты воздействия трех пищевых жидкостей: Кока-кола, рафинированное подсолнечное масло и пастеризованное молоко 3,2% производства РФ, на эластомерные цепочки и пружины из сплава никелид титана, используемые при ортодонтической коррекции. На эластомерные цепочки молоко оказывает наибольшее деформирующее влияние (более 60%). Также, изучали влияние температуры 22 °С, 36,6 °С, 55 °С на эластомерные цепочки и на стягивающие пружины в течение времени. Эластомеры ухудшают свои свойства при повышении температуры, а NiTi стягивающие пружины больше теряют силу при сниженной температуре. В различных жидкостных пищевых средах пружины при температуре 36,6 °С ведут себя одинаково. Кроме того, проведено сравнительное клиническое и лабораторное исследование изменений свойств потери силы стягивающих пружин из сплава никелид титана в клинике ортодонтии и в лаборатории. Результаты показали, что потеря силы NiTi пружин в клинических и лабораторных условиях эксперимента статистически не отличались. Закрытие промежутка между зубами происходило со скоростью примерно 1 мм в месяц.

Aiman Nazem Shaddud

Environmental effects on the deformation of orthodontic appliances.

In this study, the exposure effects of three food liquids were determined: Coca cola, refined sunflower oil, and pasteurized milk 3,2% production of Russian Federation, on elastomeric chains and nickel titanium coil springs used for space closure. Milk has the greatest deforming (force loss) effect on elastomeric chains (more than 60%). We also studied the effects of temperatures 22 °C, 36.6 °C, 55 °C on elastomeric chains and on nickel titanium coil springs over time. Elastomeric chains degrade their properties with increasing temperature, while nickel titanium springs were more affected by low temperature. Nickel titanium springs were not affected by all the test food liquids at 36,6°C. Additionally, Clinical and laboratory data were compared to evaluate effect of the oral environment on force loss. Were not statistically different in clinical and laboratory force loss data. Space was closed at an average rate of 1 mm/month.